

치의학에서의 레이저 응용과 현황

김기석

단국대학교 치과대학 구강내과

1. 초기 치과레이저 연구

Maiman이 처음으로 제작했던 레이저는 펄스형 루비레이저이며 빛의 파장은 0.694 mm이었다. 놀랍게도 두번째로 개발된 레이저는 neodymium 레이저이다. 초기 치과레이저 연구의 대부분은 루비레이저나 이산화탄소레이저로 수행되었다. 이들 레이저는 과도한 열손상을 야기하여 치질은 파괴되고 치수를 피사시킴으로서 치과영역에서는 부정적 편견이 형성되었다(표 1). 이것이 치의학 분야에서 레이저응용이 지체되었던 원인 중 하나로 사료된다. 다시 말해 초기에 neodymium으로 연구를 시작하였다면 훨씬 빨리 치의학 분야에서 레이저가 응용되었을 것이다.

2. 치과에서 사용되는 레이저의 종류와 용도

치과용 레이저는 두 가지 기본 유형으로 나뉜다. 한가지는 비접촉형으로서 정초점기법(focusing)과 탈초점기법(defocusing)을 동시에 사용할 수 있다(그림 1). 즉 CO₂레이저가 대표적인 예이다. 다른 하나는 접촉형으로서 정초점기법을 사용하는 경우이다. 이 경우에는 탈초점기법으로 하여 비접촉형으로도 사용할 수 있다. 아르곤, Ho:YAG, Nd:YAG가 대표적인 예이다.

2.1 CO₂레이저

의학용으로 사용되는 CO₂레이저의 대부분은 치의학에서도

표 1. 초기 치과레이저 연구

년도	연구자	레이저	주 제	결 과
1963	Stern and Sonnaes	ruby	법랑질 및 상아질 반응	바람직하지 못함
1965	Goldman et al.	ruby	생활치아 증례보고	가능성 제시
1965	Taylor et al.	ruby	구강조직 반응	부정적
1968	Lobene et al.	이산화탄소	치아경조직 반응	가능성 제시
1971	Adrian et al.	ruby	치수반응	부정적
1972	Stern et al.	이산화탄소	법랑질반응	가능성 제시

효과적으로 사용가능하다. CO₂레이저는 기본적으로 비접촉이며 정초점이나 탈초점으로 사용할 수 있다. 정초점 방식인 경우 조직을 절단할 수 있으며 병소를 잘라내거나 제거하는데 사용된다. 탈초점 방식인 경우는 출력밀도는 낮아지나 넓은 부위를 동시에 조사하므로 절제는 하지 못하나 표층조직을 넓게 응고시켜 제거하는 데에는 효과적이다.

치과에서 CO₂레이저 사용시 문제점 중의 하나가 광섬유 전달계(fiberoptic delivery system)를 사용할 수 없어 반사경이 부착된 관절경 전달계(articulating arm delivery system)를 사용해야 한다는 점이다. 구강내 특성상 근접하기가 까다롭기 때문에 최근에는 도파관 전달계(hollow waveguide delivery system)를 이용하여 관절경이 필요치 않게 되었으며 구강의 모든 부위에 접근이 용이하게 되었다(그림 2).

휴대용 CO₂레이저 기기는 laser tube와 cavity가 손잡이(handpiece) 내에 장착되어 있다(그림 3). 조사하기 쉬운 연조직의 절개나 절제에는 이러한 형태의 기기가 좁은 치과에서 이동성에 보면 매우 유용하다고 볼 수 있다.

CO₂레이저는 구강연조직의 절제 또는 절개에 주로 사용되며 평균출력 설정은 대부분 4~6 W이지만 시술자의 기술에 따라 다양하게 설정할 수도 있다. 또한 CO₂레이저는 비접촉식으로 넓고 얇은 연조직 표층부 병소를 박리해 내는 데에도 매우 유용하다. 탈초점 방식으로 낮은 출력 즉 2~3 W로 시행하여

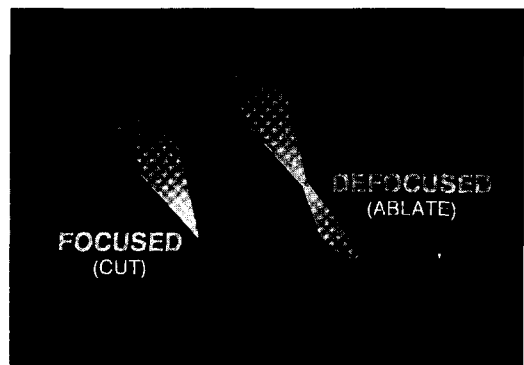


그림 1. 초점식과 탈초점식의 레이저 조사 모식도. 탈초점방식에서는 조직제거시 넓은 면적을 제거할 수 있지만 초점방식에 비해 조직을 관통하는 깊이가 얇다.

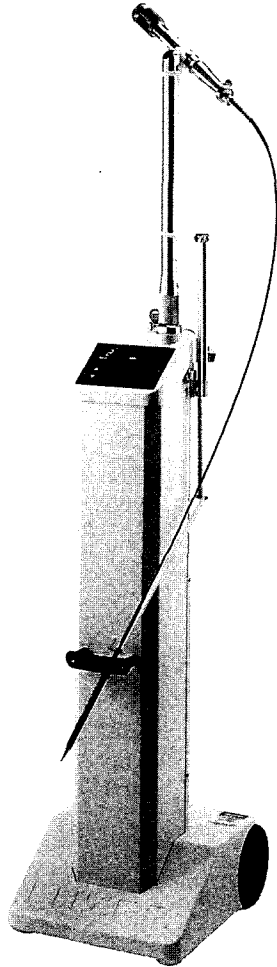


그림 2. 관절방식의 전달계와는 달리 도자기를 피제한 좁은 관의 도파관 전달계로서 유연성을 보여준다.

조직을 응고 표백시켜 하부조직과 분리되도록 하여 표층부 조직을 완전 제거하는데 매우 효과적이다. CO₂레이저는 지혈효과와 절개능력이 뛰어나 구강연조직의 병소의 치료에 매우 효과적이거나 치아삭제 등 치아관련 치료에는 거의 사용되지 못하고 있는 것이 단점이다.

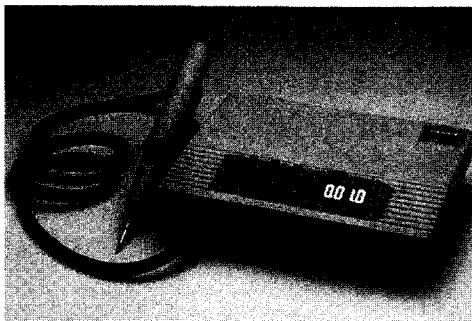


그림 3. 운반가능한 휴대용 CO₂ 레이저의 모습. 미국 ILT Laser Corp 제품, 5 W 출력, CW-Pulse 겸용, 무게 14파운드, 13.5"×9.75"×4".

2.2 아르곤 레이저

파장이 488 nm, 514.5 nm로서 가시광선 영역의 청-녹색인 아르곤 레이저는 헤모글로빈과 착색조직에 일반적으로 잘 흡수된다. 아르곤 레이저는 접촉식이나 비접촉식 모두에서 사용할 수 있어 조직에 근접하거나 멀리할 수 있는 장점이 있다. 그러므로 접촉식으로 사용시 구강 연조직 절제, 기화에 유용하며 비접촉식으로 사용시에는 응고 및 지혈에 상당히 효과적이다. 그러나 범랑질, 상아질 또는 섬유조직과 같은 착색되지 않은 조직에서는 잘 흡수되지 않으므로 치아삭제 등에는 활용되지 않는다. 최근에는 치과에서 충치제거 후 충전하는 재료인 레진의 중합에 아르곤레이저 광을 사용하여 대단히 효과적인 강도와 시간 절약을 할 수 있어 이에 대한 사용이 증가하고 있다 (그림 4).

2.3 Nd:YAG 레이저

치과에서 사용하는 Nd:YAG 레이저는 자유방출 펄스형 (free running pulsed mode)이나 개폐형 펄스식 연속파로 사용 가능하다. Nd:YAG 레이저는 광섬유나 사파이어 tip을 사용할 수 있으며 물이나 공기냉각을 이용하여 조직의 열손상을 억제할 수도 있다. 또한 접촉형 및 비접촉형 모두 사용할 수 있다. 구강연조직의 절제, 기화, 응고기술은 저출력 자유방출 펄스형 Nd:YAG 레이저와 320 μm 광섬유로 시행할 수 있다. 2.5 W와 20 Hz에서 최대 3.0 W와 100 Hz의 에너지로 광섬유를 조직에 접촉하면 CO₂레이저에 비해 느린 속도로 조직을 절단한다. 에너지와 적용시간을 다양하게 함으로서 응고 또는 지혈을 시킬 수 있다. 연속파형 Nd:YAG 기구는 보통의 출력과 조각된 사

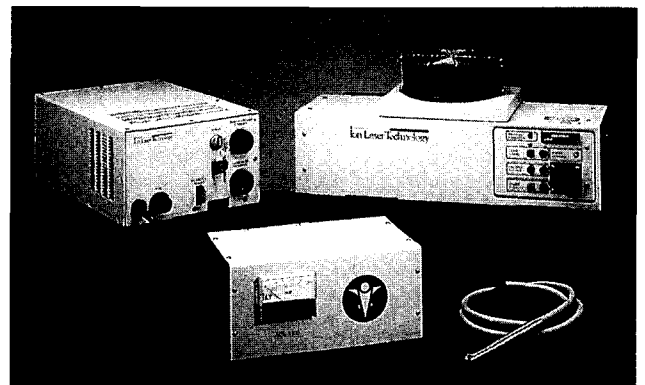


그림 4. 치아 충전물인 레진의 광중합에 사용되는 아르곤가스 레이저 장치의 세트. Air-cooled argon ion, 파장 457~496 nm, 최대출력 450 mW, 무게 60파운드, 22"×36"×10" 벽에 장착.

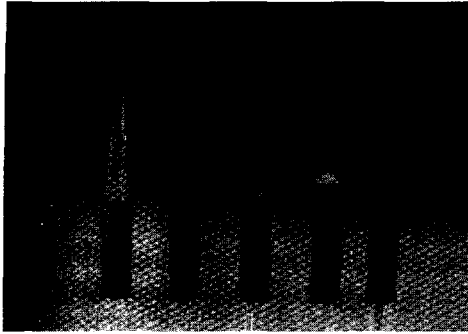


그림 5. Premier Laser Systems사에서 판매하는 조각된 접촉 말단부의 여러 가지 형태.

파이어 코팅 tip을 이용하여 이러한 효과를 얻을 수 있다. Tip의 형태에 따라 조직내 에너지 전달방법이 달라진다. 따라서 업계에서는 다양한 tip의 형태를 개발하여 사용할 수 있도록 하고 있다(그림 5).

Nd:YAG레이저를 비접촉형으로 구강내에서 사용하는 것을 권장하지 않는다. 접촉하는 경우보다 에너지의 조직침투와 범위가 훨씬 증가하기 때문에 원치 않는 주위조직의 열손상이 발생하기 때문이다. 그러나 현재 약한 출력을 짧은 시간 통증부위에 조사하면 통증감소효과가 나타나기 때문에 이러한 목적으로는 흔히 사용되고 있다.

Nd:YAG레이저는 멜라닌 색소와 헤모글로빈에 주로 흡수가 되기 때문에 치아에는 사용되지 않는 단점이 있다. 그러나 치아내 신경을 치료하는 데에는 가는 광섬유를 좁은 치근관내로 삽입할 수 있어 신경치료에 매우 탁월하여 최근에는 용도가 다양해지고 있는 추세이다. 하지만 치질을 삭제할 수 없는 단점으로 관심이 다소 둔감해지고 있는 실정이다.

2.4 Ho:YAG레이저

Ho:YAG레이저는 파장이 2,100 nm인 적외선 레이저이다. 주로 물에 흡수된다. Ho:YAG레이저는 자유방출 펄스형으로 사용가능하며 300 mm 광섬유로 에너지를 전달한다. CO₂레이저처럼 물에 흡수율이 높기 때문에 Ho:YAG레이저는 Nd:YAG레이저와 CO₂레이저의 특성을 모두 가지고 있는 장점이 있다. 1.75 W와 10 Hz로 에너지를 설정하여 광섬유를 조직과 접촉하면 Nd:YAG레이저 보다 훨씬 빠른 속도로 조직을 절단할 수 있다. Nd:YAG레이저와 Ho:YAG레이저를 동시에 설치한 레이저기기가 개발되어 관심을 끌었으나 가격이 높고 Ho:YAG레이저 역시 절개능력은 향상되고 뼈에 대한 삭제효과도 있으나 치아삭제 효과는 아직 충분치 못하여 현재는 거의 주의를 끌지 못하고 있는 실정이다(그림 6).

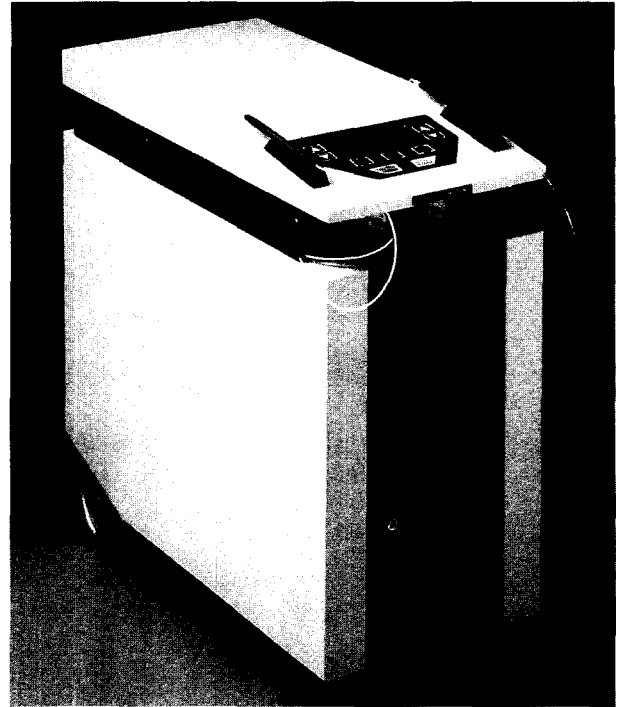


그림 6. Nd:YAG와 Ho:YAG 두 가지 레이저가 하나의 기기에 수용되어 있어 용도에 따라 두 가지를 사용할 수 있게 제작된 레이저 기기. 미국 Excell Technology사에서 개발. 출력 5 W(Ho:YAG) 10 W(Nd:YAG), 무게 100파운드, 28"×13"×22", aiming beam으로 He-Ne 사용.

2.5 Er:YAG 레이저

Er:YAG 레이저는 방출파장이 2.94 μm 로서 물에 대한 흡수율이 매우 높으며 범랑질이나 상아질 모두 흡수율이 높다. 실험결과 범랑질 1 mm²을 제거하는데 300 mJ 레이저시 73펄스가, 상아질은 25펄스가 필요하다. 이러한 정도는 현재 치과에서 치아삭제용으로 사용하는 드릴과 비교시 약 2배 이상의 시간이 소요된다. 많은 치질을 삭제하는 경우에는 적용하기 힘들거나 작은 양의 삭제에는 충분히 사용가능하다. CO₂나 Nd:YAG 레이저는 치아에 사용시 균열과 용해로 인한 반질반질한 표면이 형성되는데 이는 증발에 의한 고열의 징후이다. 그러나 Er:YAG 레이저는 열에 의한 변화가 상아질에서 주위에 갈색변연만이 나타날 뿐이다. 이 갈색변화도 물을 분사시 피할 수 있다. 다시말해 Er:YAG 레이저를 치아에 조사하는 경우 치질을 깨끗이 제거할 수 있으며, 열에 의한 용해나 균열도 일으키지 않는다. 따라서 최근에는 치아삭제용 드릴을 대신할 수 있는 레이저기기의 개발에 Er:YAG를 적용하려는 시도가 계속되고 있으며, 치아경조직에 대한 레이저 사용에 대하여 미국 FDA에서는 처음으로 Er:YAG레이저를 1997년에 허가하였다. 최근 미국의 Biolase Technology라는 회사에서는 1998년 올해 7월



그림 7. 미국 Biolase사에서 개발한 Er, Cr:YSGG 레이저. 물분사를 적용한 hydrokinetic system. 치아삭제율이 상당히 개선된 기기임. 기존의 레이저기에 비해 다소 큼.

하와이 국제치의학회에서 Er, Cr:YSGG laser hydrokinetic system을 선보였는데 물분사를 적용한 레이저로서 치아삭제율이 매우 탁월하여 치아삭제용 드릴로서 어느 정도 치과의사들을 충족시킬 수 있어 매우 관심이 높았었다(그림 7). 기능이 탁월한 새로운 치아삭제용 레이저가 등장하기 전까지는 당분간 이에 대한 관심이 계속 증가하리라 사료된다.

2.6 다이오드 외과용레이저

최근에는 저수준레이저 매질로 사용되던 반도체 다이오드를 이용한 고출력 레이저가 개발되었다. 기존의 레이저에 필요한 반사경, gas tube, flashlamps, laser rods나 water cooling 등이 없기 때문에 외형을 최대한 줄일 수 있으며 고장이 많지 않다는 장점이 있다. 따라서 좁은 공간의 치과에서 사용하기에는 매우 적합하다. 구강내 연조직병소를 매우 정밀하게 절개 또는 절제할 수 있으나 치아 경조직에는 거의 흡수되지 않으므로 치질 삭제에는 효과가 없는 단점이 있다(그림 8).

2.7 저수준 레이저(low level laser) 치료기

초기에는 다이오드나 He:Ne gas 등을 매질로 하여 발생하는 낮은 출력의 레이저를 저출력레이저, 또는 cold laser 등으로 불렀다. 최근에 와서는 이와 같이 낮은 출력의 레이저를 이용한 치료법을 개발하는 국제학회가 설립되면서 저출력의 레이저를 이용한 치료를 저수준 레이저 요법(low level-reactive las-

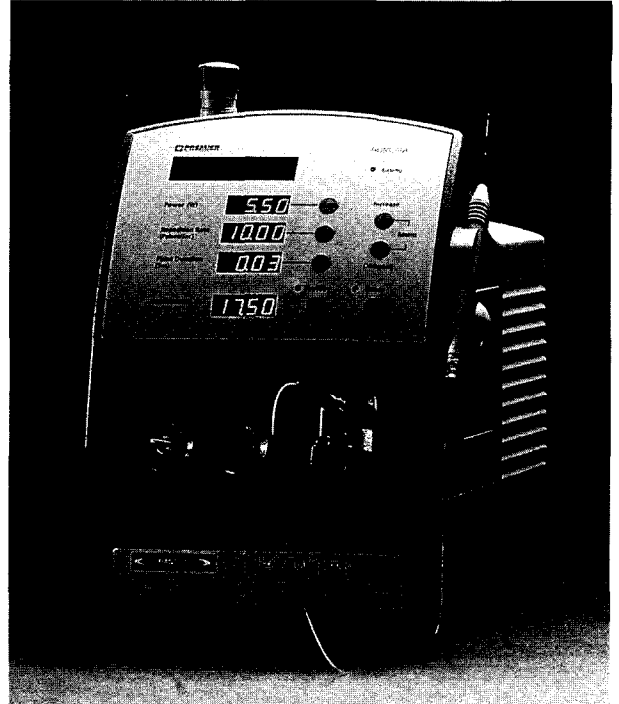


그림 8. 미국 Premier사에서 개발한 다이오드 레이저 시스템. 파장 805~820 nm, 무게 20파운드, 크기 7"×8"×20"로서 매우 콤팩트함.

er therapy)으로 명칭을 통일시켜 나가고 있다. 저수준레이저는 인체 조직에 변형, 즉 절개, 절제 등을 야기하지 않고 세포수준의 생체자극효과(biostimulation)를 가함으로써 난치성 병소의 치유를 촉진하거나 동통, 염증 등을 치료하는데 매우 효과적이라고 알려져 있다. 그러나 그러한 효과가 신속하게 육안적으로 관찰하기 어렵기 때문에 많이 이용되었으나 최근에는 고출력 레이저의 신장으로 다소 주춤한 상태이다. 국내 치과계에서는 약 10년전부터 유럽에서 개발된 저수준레이저 기기가 수입되어 많이 판매되었으나, 곧이어 동양메디칼(주)에서 성능이 뛰어난 GaAlAs 반도체 레이저기기를 국내생산함으로써 국내 치과에서 널리 사용하게 되었다.

3. 치아경조직에 대한 Er:YAG 레이저의 효과

구강내 연조직에 대한 레이저 효과에 대해서는 의과에서 사용하는 레이저의 효과와 대동소이하므로 여기서는 설명하지 않는다. 앞에서 설명한 치과용 레이저들은 대부분 치아에 대한 효과가 거의 없으나 최근에 FDA에서 사용을 인정받은 Er:YAG레이저가 치아경조직에 어느정도의 반응효과를 가지는지에 대해서는 알아둘 필요가 있어 간략하게 설명한다.

3.1 절제율(ablation rates)

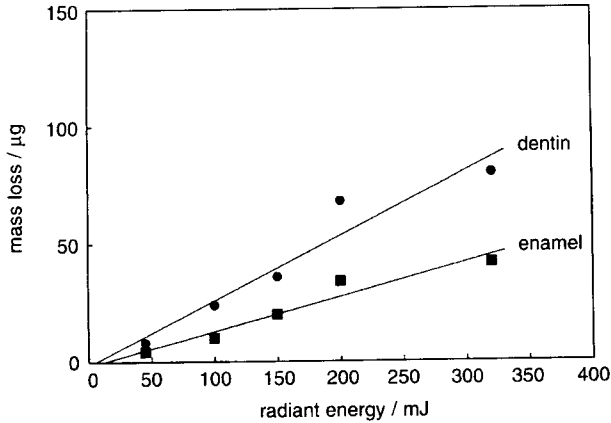


그림 9. 다양한 에너지로 Er:YAG 레이저를 조사한 후 법랑질(■)과 상아질(●)의 질량손실량과의 관계를 보여주는 그래프.

레이저 조사시 형성되는 분화구 깊이와 질량손실을 조사한 결과 치아 경조직의 제거율은 펄스당 30 mm 이상이다. 물론 치아우식증(충치)인 경우에는 파괴정도가 더욱 컸다. 이는 Ar-F-excimer 레이저보다 약 2배 정도 강도가 높다. TEA CO₂ 레이저는 펄스당 9.6 mm이다. 절제역치를 초과한 후 질량손실은 광에너지에 비해 증가하며, 법랑질 보다 상아질에서 더욱 크다(그림 9). 법랑질 1 mm³를 제거하는데 300 mJ로 73펄스가 필요하며 상아질인 경우 25펄스가 필요하다. 4 Hz인 경우 삭제하는데 사용되는 시간은 약 20초 미만이다. 현재 사용되는 치과용 드릴의 임상 시간보다는 2배 정도 더 걸리므로 현재로서는 삭제량이 많은 경우는 다소 어렵지만 삭제량이 작은 경우에는 사용할 만하다.

3.2 형태변화

CO₂나 Nd:YAG 레이저는 조사부위 주위에 산화영역과 피사가 나타나며 고열에 의한 증발과정으로 유도된 균열과 용해의 소견을 볼 수 있다. 그러나 Er:YAG는 상아질이 건조한 경우 외에는 레이저 조사부위에 갈색변연이 나타나지 않는다. 이것 또한 물을 분사하면 나타나지 않는다. 따라서 Er:YAG 레이저는 치아조직을 깨끗하게 제거할 수 있다(그림 10a, b).

이와 같이 높은 절제율과 깨끗한 형태는 높은 열로 유도된 기계적 과정으로 설명된다. 물은 2.94 µm의 Er:YAG 레이저광에 대해 가장 큰 흡수를 보인다. 치아경조직도 연조직처럼 많은 수분을 가지지는 않지만 함유하고 있어 Er:YAG레이저가 치아표층의 물에 흡수되면 물분자는 급작스럽게 가열되며 수증기화된다. 높은 증기압과 더불어 솟아오르며 미세폭발되어 구멍을 형성한다. 조직을 완전히 수증기화하지 않고 조각으로 분해하기 때문에 주위조직에 용해과정에 의한 열손상을 야기

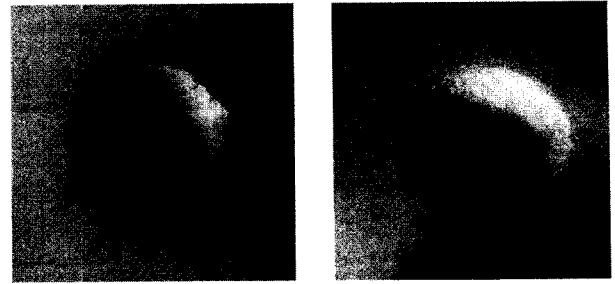


그림 10. Er:YAG레이저를 상아질에 조사한 후 형성된 분화구 모양의 삭제부위를 관찰한 현미경적 소견. (a) 물분사를 하지 않은 경우로서 열에 의한 부작용으로 갈색변연이 발생. (b) 물분사를 병행한 경우로서 변색이 없는 깨끗한 경계를 볼 수 있다.

하지 않고 삭제의 효과를 나타낸다.

3.3 온도변화

레이저 치료시 야기될 수 있는 온도의 상승은 매우 중요하다. 왜냐하면 치아내에 있는 치수는 온도 변화에 민감하며 약 6°C 이상시 손상을 입기 때문이다. 단일 펄스인 경우 치수에 대한 열효과는 거의 없으나 펄스수와 반복조사시 영향을 받는다. 그러나 매우 인접한 부위에서만 영향을 받을 뿐 심부에는 거의 영향이 없으므로 치수가 가까이 있는 깊은 부위의 와동을 형성하지 않으면 별다른 영향을 받지 않는다. 특히 물을 분사하게 되면 거의 온도 영향이 없다.

4. 레이저의 한국 치과계 현황과 전망

국내에서 치과 레이저에 대한 관심이 시작된 시기는 80년대 부터이나 이 당시에는 저수준레이저에 대한 실험적 연구 수준이었다. 90년대초 고출력 레이저에 대한 관심이 미약하나 증가하면서 극소수의 치과의사가 기기를 구입하여 사용하였으나 주목을 받지는 못하였다. 94년 싱가포르에서 개최된 국제레이저치의학회 학술대회에 저자를 포함하여 국내에서 관심을 가진 교수 및 치과의사, 그리고 수입업자들이 참가하여 그 가능성을 발견함으로써 레이저에 대한 관심이 증폭되기 시작하였다.

현재 국내에는 연구 및 임상적용을 위한 대학 중심의 학회이면서 공식적으로 국제레이저치의학회(International Society for Laser in Dentistry)에 한국을 대표하는 (가칭)대한레이저치의학회(회장: 부산대학교 치과대학 구강내과 고명연 교수)와 임상의 중심으로 한 한국치과레이저임상연구회(회장: 정섭창)이 구성되어 있다. 대한레이저치의학회에서는 1년에 한번 정기 총회 및 학술대회와 3회의 학술집담회를 개최하고 있으며, 향후

레이저 기기의 사용에 대한 치과의사의 정기적인 교육과 훈련에 대하여 지원함으로써 레이저를 올바르게 사용하고 아직도 미비한 치료방법의 개발로 레이저기기가 향후 치과진료에 주요한 장비가 되도록 노력하고 있다. 레이저 치료기기는 사용시 환자에게 불편감과 소음을 야기하지 않아 환자의 입장에서 선호도가 높은 치료기기가며 치료시 또한 통증을 감소시키므로 시술시 매우 사용이 용이한 장점이 있다. 현재 국내에서 사용되고 있는 고출력 레이저기기의 수는 종류 관계없이 약 150대 정도로 추정된다. 전체 치과의사수가 1만 2~3천명 정도이며 개업의원수가 약 5천개 정도 되는 것을 감안하면 향후 시장성은 매우 크다 하겠다.

97년 전반기까지만해도 꾸준히 고출력레이저에 대한 관심이 있어 판매되고 있었으나 근자에 와서 치과레이저 시장은 정체되고 있다. 물론 IMF 때문에 모든 수입의료기기가 위축되었기 때문이기도 하지만 그 원인을 분석하면 다음과 같다. 첫째, 레이저에 대한 정확한 정보와 지식이 없이 업체의 선전만으로 마치 만능치료기인 것처럼 인식되었다가 실망하게 된 점. 둘째, 지금까지는 치료하지 못한 질병을 레이저를 사용하여 새로운 치료기술을 개발한 것이 아니라 레이저가 아니더라도 기존의 치료방법으로 해결할 수 있다는 점이다. 이는 현재의 의료보험 제도에서는 매우 중요한 사항이다. 왜냐하면 이와 같이 보험에 인정된 치료법이 있는 경우 고가인 레이저 기기를 사용하여 치료한다고 해서 치료비를 적정하게 높여 받지 못하기 때문이다. 다시말해 많은 투자에 비해 이익이 많지 않다는 점이다. 셋째, 일반적으로 치과에서는 치아경조직 위주로 치료를 시행하나 연조직에 대한 치료는 대학병원 등에서 주로하기 때문이다. 그러나 지금까지 소개된 레이저기기는 치아에 대한 치료효과가 만족스럽지 못하였다. 넷째, 아직까지 치과대학 교육과정에 레이저치료에 대한 내용이 포함되지 못하다는 점이다.

그러나 이러한 문제점들은 점차 해결될 것이다. 거의 모든 치과대학에서 구강내과를 필수로 하여 레이저기기를 사용한 치료를 시행하고 있으며, 이에 따라 학생들의 교육내용에도 점차 포함되고 있는 실정이다. 뿐만 아니라 (가칭)대한레이저치학회에서는 새로운 레이저 치료기술을 개발하고 이를 개원 의들에게 홍보함으로써 레이저가 치과진료에 매우 유익함을 홍보해 나가는 프로그램을 계속 개발하고 있다. 그리고 수개의 국내 업체가 치과레이저 기기 생산에 관심을 가지고 개발중에

있다는 것이 향후 치과의사들이 가격과 A/S를 보장 받을 수 있다는 점에서 매우 고무적이다.

5. 결 론

치과레이저의 장래는 매우 밝다. 21세기초에는 새로운 치아 삭제용 레이저 핸드피스와 기존의 치아삭제용 핸드피스를 서서히 몰아내게 될 것이다. 치과의사가 레이저 핸드피스를 사용하여 치아를 삭제하고 있으면 옆방에 연결된 기공용 레이저기에서는 삭제된 치아의 형태를 인식하여 그대로 금 주조물을 삭제하여 삭제된 치아의 형태를 형성할 것이다. 삭제된 치아위에 치과의사는 접착제를 이용하여 옆방의 레이저 기공장치에서 제작된 치아구조물을 환자의 치아에 부착하기만 하면 치료는 끝난다. 며칠씩 환자가 기다렸다가 다시오는 번거로움 없이 즉석에서 치아를 삭제하고 장착하는 시대가 올 것이다. 연조직을 용접의 원리로 융합시켜 치료할 것이며 구강내에서 인공 금속치아들을 용접하기도 할 것이다. 치과용 유니트케어(환자치료용의자)에 기본으로 장착되어 판매될 것이며 치료 뿐만 아니라 기공용으로도 사용되어질 것이다. 이러한 시대를 앞당기기 위해서는 우리 치과의사의 레이저에 대한 관심과 활용이 반드시 필요하지만 국내 관심있는 공학자들의 끈임없는 기기 개발 노력이 무엇보다 필요하다. 전세계적으로 치과에서의 레이저 응용수준을 컴퓨터와 비교한다면 이제 겨우 386XT에 접어들었다고 사료된다. 따라서 먼저 개발하는 공학자들이 그 결과를 차지하게 될 것이라 생각한다.

저자약력

성명 : 김기석
 현 근무처 : 단국대학교 치과대학 구강내과 과장
 최종학력 : 1998년 서울대학교 대학원 치의학박사
 주요경력 : 현 대한구강내과학회 부회장
 현 대한레이저치학회 부회장
 현 국제레이저치학회(International Society for Lasers in Dentistry) 한국대표
 World Association for Laser Therapy 공식학회지 편집위원.
 e-mail: kisukkim@anseo.dankook.ac.kr